

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2000-342558

(P2000-342558A)

(43) 公開日 平成12年12月12日 (2000.12.12)

(51) Int.Cl.⁷

A 6 1 B 6/00
G 0 6 T 7/00

識別記号

F I

A 6 1 B 6/00
G 0 6 F 15/70

3 5 0 D 4 C 0 9 3
3 5 0 Z 5 L 0 9 6
4 5 5 A

テーマコード(参考)

審査請求 未請求 請求項の数 8 OL (全 14 頁)

(21) 出願番号

特願平11-157821

(22) 出願日

平成11年6月4日 (1999.6.4)

(71) 出願人 000001270

コニカ株式会社

東京都新宿区西新宿1丁目26番2号

(72) 発明者

柳田 亜紀子

東京都日野市さくら町1番地 コニカ株式会社内

(74) 代理人 100081709

弁理士 鶴若 俊雄

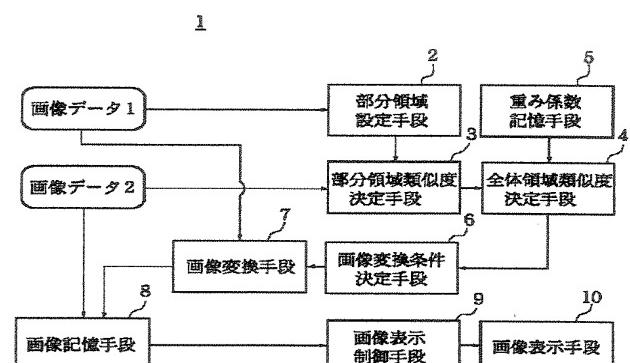
F ターム(参考) 4C093 AA01 CA50 FD12 FF36 FF37
5L096 BA13 CA04 DA01 DA04 EA06
EA15 EA16 EA35 EA39 FA23
FA25 FA32 FA34 FA38 FA69
GA19 HA08 JA03 JA09

(54) 【発明の名称】 画像の位置合わせ処理装置及び画像間演算処理装置

(57) 【要約】

【課題】 人体の放射線画像の間で相対的に大きな位置ずれがあっても、精度良く位置合わせする処理を、効率的かつ安定的に自動処理できる。

【解決手段】 共通の被写体を含む複数の画像間で位置合わせ処理を行う画像の位置合わせ処理装置1であって、複数の画像のうち少なくとも一つの画像内に複数の部分領域を設定する部分領域設定手段2と、設定された部分領域毎に、他の画像内の対応する領域との間の類似度を決定する部分領域類似度決定手段3と、決定された部分領域類似度を、各部分領域に対して設定された重み係数を用いて重み付け加算することにより、全体領域類似度を決定する全体領域類似度決定手段4と、決定された全体領域類似度に基づいて、一方の画像を他の画像に位置合わせするための画像変換条件を決定する画像変換条件決定手段6と、決定された画像変換条件に基づいて画像変換を行うことにより、画像の位置合わせを行う画像変換手段7を有する。



1

【特許請求の範囲】

【請求項1】共通の被写体を含む複数の画像間で位置合わせ処理を行う画像の位置合わせ処理装置であって、前記複数の画像のうち少なくとも一つの画像内に複数の部分領域を設定する部分領域設定手段と、設定された部分領域毎に、他の画像内の対応する領域との間の類似度を決定する部分領域類似度決定手段と、決定された部分領域類似度を、各部分領域に対して設定された重み係数を用いて重み付け加算することにより、全体領域類似度を決定する全体領域類似度決定手段と、決定された全体領域類似度に基づいて、一方の画像を他の画像に位置合わせするための画像変換条件を決定する画像変換条件決定手段と、決定された画像変換条件に基づいて画像変換を行うことにより、画像の位置合わせを行う画像変換手段を有することを特徴とする画像の位置合わせ処理装置。

【請求項2】前記共通の被写体が人体の一部であり、前記複数の画像のうち少なくとも一つの画像から人体の解剖学的構造を抽出する解剖学的構造抽出手段を有し、前記部分領域設定手段は、前記解剖学的構造抽出手段における抽出結果に基づいて前記複数の部分領域を設定することを特徴とする請求項1に記載の画像の位置合わせ処理装置。

【請求項3】前記複数の画像のうち少なくとも一つの画像内に注目位置を指定する注目位置指定手段を有し、指定された注目位置に基づいて前記複数の部分領域を設定することを特徴とする請求項1または請求項2に記載の画像の位置合わせ処理装置。

【請求項4】前記複数の画像のうち少なくとも一つの画像内に注目位置を指定する注目位置指定手段を有し、前記複数の部分領域のうち、指定された注目位置を含む部分領域に対応する重み係数が、他の部分領域に対応する重み係数よりも大きくなるように前記重み係数を設定することを特徴とする請求項1乃至請求項3のいずれか1項に記載の画像の位置合わせ処理装置。

【請求項5】前記画像変換手段は、前記決定された画像変換条件に基づいて画像変換を行うことにより、画像の位置合わせを行う粗位置合わせの後に、精位置合わせの2段階の画像の位置合わせを行なうことを特徴とする請求項1乃至請求項4のいずれか1項に記載の画像の位置合わせ処理装置。

【請求項6】請求項1乃至請求項5のいずれか1項に記載の画像の位置合わせ処理装置で位置合わせが行われた複数の画像を同時に表示する画像表示手段を有することを特徴とする画像の位置合わせ処理装置。

【請求項7】請求項1乃至請求項5のいずれか1項に記載の画像の位置合わせ処理装置で位置合わせが行われた複数の画像間で演算を行う画像間演算手段を有することを特徴とする画像間演算処理装置。

【請求項8】請求項1乃至請求項5のいずれか1項に記

2

載の画像の位置合わせ処理装置で位置合わせが行われた複数の画像間で演算を行う画像間演算手段と、位置合わせが行われた複数の画像または画像間演算により生成された演算処理画像を表示する画像表示手段を有することを特徴とする画像間演算処理装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】この発明は、画像の位置合わせ処理装置及び画像間演算処理装置に関し、特に、複数の画像間における被写体の相対的な位置ずれを精度良くかつ効率良く合わせる技術に関する。

【0002】

【従来の技術】例えば、X線画像のような放射線画像は、病気診断用等に多く用いられており、このX線画像を得るために、被写体を透過したX線を蛍光体層（蛍光スクリーン）に照射し、これにより可視光を生じさせてこの可視光を通常の写真と同様に銀塩を使用したフィルムに照射して現像した、所謂、放射線写真が従来から多く利用されている。

【0003】しかし、近年、銀塩を塗布したフィルムを使用しないで、蛍光体層から直接画像を取り出す方法が工夫されるようになってきている。この方法としては、被写体を透過した放射線を蛍光体に吸収せしめ、しかる後、この蛍光体を例えば光又は熱エネルギーで励起することによりこの蛍光体が上記吸収により蓄積している放照射エネルギーを蛍光として放射せしめ、この蛍光を光電変換し、更にA/D変換してデジタル画像信号を得る方法がある（米国特許3,859,527号、特開昭55-12144号公報等参照）。

【0004】このようにして得られた放射線画像信号は、そのままの状態で、或いは画像処理を施されて銀塩フィルム、CRT等に出力されて可視化される。また、放射線画像を記録した銀塩フィルムに、レーザ・蛍光灯等の光源からの光を照射して、銀塩フィルムの透過光を得て、かかる透過光を光電変換して放射線画像信号を得る方法もある。

【0005】一方、従来から、共通の被写体部分を含む複数の画像間で、テンプレートマッチング法に基づいて、被写体の相対的な位置ずれを合わせる位置合わせ処理が公知となっている。即ち、検出しようとする対象を表すテンプレート $t(x, y)$ を画像 $f(x, y)$ 中の点 (i, j) にその中心が重なるようにし、 $t(x, y)$ とそれと重なる画像の部分パターンとの類似度を測り、その値を点 (i, j) に対象が存在する確からしさとする方法である。対象物の位置を求めるには、この操作を画像のすべての点に対して施し、類似度が最大となる位置を求めたり、類似度がある閾値を超える位置を探したりするものがある（コンピュータ画像処理入門 日本工業技術センター編 平成3年4月1日第1版第9刷 第149頁参照）。

【0006】ここで、共通の被写体部分を含む2枚の画像を用い、一方の画像から切り出した部分画像をテンプレートt、他方の画像を画像fと見なして上記処理を行うことにより、2枚の画像間の位置合わせを行うことができる。

【0007】

【発明が解決しようとする課題】ところで、2枚の画像の位置合わせ手法としてのテンプレートマッチング法は、画像全体に対して小さいテンプレートを用いた場合には、人体のX線画像のような複雑な画像の全体を精度良く位置合わせすることが困難である。

【0008】また、例えば異なる時期に撮影された同一患者の2枚の胸部画像間では、診断の対象となる病理的変化以外にも、種々の変化が含まれ、一般に胸部X線画像の胸郭外の領域には、肩当て具や1D情報ラベルなど人体以外の物体の写り込みがあり、また被検者の腕の姿勢も一定しないため画像情報の再現性はきわめて低いが、画像全体に対して大きいテンプレートを用いると、それらの再現性の低い領域がテンプレートに含まれ、位置合わせ誤差が大きくなるという問題もあった。

【0009】この発明は前記問題点に鑑みなされたものであり、人体の放射線画像の間で相対的に大きな位置ずれがあつても、精度良く位置合わせする処理を、効率的かつ安定的に自動処理できるようにする画像の位置合わせ処理装置及び画像間処理装置を提供することを目的とする。

【0010】

【課題を解決するための手段】前記課題を解決するために、この発明は、以下のように構成した。

【0011】請求項1に記載の発明は、『共通の被写体を含む複数の画像間で位置合わせ処理を行う画像の位置合わせ処理装置であつて、前記複数の画像のうち少なくとも一つの画像内に複数の部分領域を設定する部分領域設定手段と、設定された部分領域毎に、他の画像内の対応する領域との間の類似度を決定する部分領域類似度決定手段と、決定された部分領域類似度を、各部分領域に対して設定された重み係数を用いて重み付け加算することにより、全体領域類似度を決定する全体領域類似度決定手段と、決定された全体領域類似度に基づいて、一方の画像を他の画像に位置合わせするための画像変換条件を決定する画像変換条件決定手段と、決定された画像変換条件に基づいて画像変換を行うことにより、画像の位置合わせを行う画像変換手段を有することを特徴とする画像の位置合わせ処理装置。』である。

【0012】この請求項1に記載の発明によれば、複数の画像のうち少なくとも一つの画像内に複数の部分領域を設定し、この設定された部分領域毎に、他の画像内の対応する領域との間の類似度を決定し、決定された部分領域類似度を、各部分領域に対して設定された重み係数を用いて重み付け加算することにより、全体領域類似度

を決定し、決定された全体領域類似度に基づいて、一方の画像を他の画像に位置合わせするための画像変換条件を決定し、決定された画像変換条件に基づいて画像変換を行うことにより、人体の放射線画像の間で相対的に位置ずれがあつても、精度良く位置合わせする処理を、効率的かつ安定的に自動処理できる。

【0013】請求項2に記載の発明は、『前記共通の被写体が人体の一部であり、前記複数の画像のうち少なくとも一つの画像から人体の解剖学的構造を抽出する解剖学的構造抽出手段を有し、前記部分領域設定手段は、前記解剖学的構造抽出手段における抽出結果に基づいて前記複数の部分領域を設定することを特徴とする請求項1に記載の画像の位置合わせ処理装置。』である。

【0014】この請求項2に記載の発明によれば、共通の被写体が人体の一部であり、複数の画像のうち少なくとも一つの画像から人体の解剖学的構造を抽出し、抽出結果に基づいて複数の部分領域を設定することにより、人体の放射線画像の間で相対的に位置ずれがあつても、精度良く位置合わせする処理を、効率的かつ安定的に自動処理できる。

【0015】請求項3に記載の発明は、『前記複数の画像のうち少なくとも一つの画像内に注目位置を指定する注目位置指定手段を有し、指定された注目位置に基づいて前記複数の部分領域を設定することを特徴とする請求項1または請求項2に記載の画像の位置合わせ処理装置。』である。

【0016】この請求項3に記載の発明によれば、複数の画像のうち少なくとも一つの画像内に注目位置を指定し、指定された注目位置に基づいて複数の部分領域を設定するから、注目位置に着目することでよりずれを精度良く位置合わせすることができる。

【0017】請求項4に記載の発明は、『前記複数の画像のうち少なくとも一つの画像内に注目位置を指定する注目位置指定手段を有し、前記複数の部分領域のうち、指定された注目位置を含む部分領域に対応する重み係数が、他の部分領域に対応する重み係数よりも大きくなるように前記重み係数を設定することを特徴とする請求項1乃至請求項3のいずれか1項に記載の画像の位置合わせ処理装置。』である。

【0018】この請求項4に記載の発明によれば、複数の画像のうち少なくとも一つの画像内に注目位置を指定し、複数の部分領域のうち、指定された注目位置を含む部分領域に対応する重み係数が、他の部分領域に対応する重み係数よりも大きくなるように重み係数を設定することで、注目位置に着目して位置ずれをより精度良く位置合わせすることができる。

【0019】請求項5に記載の発明は、『前記画像変換手段は、前記決定された画像変換条件に基づいて画像変換を行うことにより、画像の位置合わせを行う粗位置合わせの後に、精位置合わせの2段階の画像の位置合わせ

を行なうことを特徴とする請求項1乃至請求項4のいずれか1項に記載の画像の位置合わせ処理装置。』である。

【0020】この請求項5に記載の発明によれば、粗位置合わせの後に、精位置合わせの2段階の画像の位置合わせを行なうことで、比較的短い処理時間で位置合わせ精度を向上することができる。

【0021】請求項6に記載の発明は、『請求項1乃至請求項5のいずれか1項に記載の画像の位置合わせ処理装置で位置合わせが行われた複数の画像を同時に表示する画像表示手段を有することを特徴とする画像の位置合わせ処理装置。』である。

【0022】この請求項6に記載の発明によれば、画像の位置合わせ処理装置で位置合わせが行われた複数の画像を同時に表示するから、位置ずれのない画像により比較読影に基づく診断を容易にかつ正確で、しかも迅速に行なうことができる。

【0023】請求項7に記載の発明は、『請求項1乃至請求項5のいずれか1項に記載の画像の位置合わせ処理装置で位置合わせが行われた複数の画像間で演算を行う画像間演算手段を有することを特徴とする画像間演算処理装置。』である。

【0024】この請求項7に記載の発明によれば、画像の位置合わせ処理装置で位置合わせが行われた複数の画像間で演算を行うから、演算負担を軽減しつつ、細かな位置合わせの精度が確保される。

【0025】請求項8に記載の発明は、『請求項1乃至請求項5のいずれか1項に記載の画像の位置合わせ処理装置で位置合わせが行われた複数の画像間で演算を行う画像間演算手段と、位置合わせが行われた複数の画像または画像間演算により生成された演算処理画像を表示する画像表示手段を有することを特徴とする画像間演算処理装置。』である。

【0026】この請求項8に記載の発明によれば、位置合わせが行われた複数の画像または画像間演算により生成された演算処理画像を表示するから、位置ずれのない画像により比較読影や画像間演算結果に基づく診断を容易にかつ正確で、しかも迅速に行なうことができる。

【0027】

【発明の実施の形態】以下、この発明の画像の位置合わせ処理装置及び画像間演算処理装置の実施の形態を図面に基づいて説明するが、この実施の形態に限定されるものではない。

【0028】図1は画像の位置合わせ処理装置の概略構成図である。この画像の位置合わせ処理装置1は、共通の被写体を含む複数の画像間で位置合わせ処理を行う画像の位置合わせを行なう画像間演算処理装置でもある。この画像の位置合わせ処理装置1には、部分領域設定手段2、部分領域類似度決定手段3、全体領域類似度決定手段4、重み係数記憶手段5、画像変換条件決定手段

6、画像変換手段7、画像記憶手段8、画像表示制御手段9及び画像表示手段10が備えられている。

【0029】部分領域設定手段2では、複数の画像のうち少なくとも一つの画像内、この実施の形態では画像データ1から得られる画像内に複数の部分領域を設定する。部分領域類似度決定手段3では、設定された部分領域毎に、他の画像内、この実施の形態では画像データ2から得られる画像内の対応する領域との間の類似度を決定し、全体領域類似度決定手段4では、決定された部分領域類似度を、各部分領域に対して設定された重み係数を用いて重み付け加算することにより、全体領域類似度を決定する。重み係数は重み係数記憶手段5に予め記憶されている。画像変換条件決定手段6では、決定された全体領域類似度に基づいて、一方の画像を他の画像に位置合わせするための画像変換条件を決定し、画像変換手段7では決定された画像変換条件に基づいて画像変換を行うことにより、画像の位置合わせを行う。

【0030】また、この実施の形態では、画像変換手段7が決定された画像変換条件に基づいて画像変換を行うことにより、画像の位置合わせを行う粗位置合わせの後に、精位置合わせの2段階の画像の位置合わせを行なうことができ、比較的短い処理時間で位置合わせ精度を向上することができる。

【0031】画像記憶手段8には、画像データ2から得られる画像と決定された画像変換条件に基づいて画像変換を行うことにより位置合わせされた画像とが記憶され、画像表示制御手段9による制御に基づいて画像表示手段10に表示される。

【0032】このように複数の画像のうち少なくとも一つの画像内に複数の部分領域を設定し、この設定された部分領域毎に、他の画像内の対応する領域との間の類似度を決定し、決定された部分領域類似度を、各部分領域に対して設定された重み係数を用いて重み付け加算することにより、全体領域類似度を決定し、決定された全体領域類似度に基づいて、一方の画像を他の画像に位置合わせするための画像変換条件を決定し、決定された画像変換条件に基づいて画像変換を行うことにより、人体の放射線画像の間で相対的に位置ずれがあっても、かかる位置ずれを精度良く位置合わせする処理を、効率的かつ安定的に自動処理できる。

【0033】ここで、画像データ1及び画像データ2の入力は、例えば放射線画像の撮影が通常X線フィルムを用いて行われる。これらのX線写真をこの実施の形態の画像の位置合わせ処理装置に入力するためには、レーザディジタルイザを用いている。これは、フィルム上をレーザビームで走査し、透過した光量を測定し、その値をアナログデジタル変換することにより、デジタル画像データとして入力するものである。

【0034】画像の入力には、CCDなどの光センサを用いる装置を使用することも可能である。またフィルム

を読み取るのでなく、特開昭55-12429号公報に記載されているような、蓄積性蛍光体を用いたデジタル画像を直接出力することのできる撮影装置を接続することも可能である。この場合にはフィルムが不要になり、コストダウンを図ることができる。

【0035】また、2次元的に配列された複数の検出素子によりX線画像を撮像して電気信号として出力するフラットパネルディテクタ(FPD)から得たX線画像を入力することもできる。例えば、特開平6-342098号公報に記載されているように、照射されたX線の強度に応じた電荷を生成する光導電層と、生成された電荷を2次元的に配列された複数のコンデンサに蓄積する方式が用いられる。また、特開平9-90048号公報に記載されているように、X線を増感紙等の蛍光体層に吸収させて蛍光を発生させ、その蛍光の強度を画素毎に設けたフォトダイオード等の光検出器で検知する方式も用いられる。蛍光の検知手段としては他にCCDやC-MOSセンサを用いる方法もある。また、X線の照射により可視光を発するX線シンチレータと、レンズアレイ及び各々のレンズに対応するエリアセンサとを組み合わせた構成も用いられる。

【0036】この画像の位置合わせ処理装置は、例えば、異なる時期に撮影された同一患者の2枚の胸部X線画像(時系列胸部画像)間の位置合わせに使用することにより、撮影条件の変動や被写体の体形の影響を受けにくい高精度の位置合わせ処理を実現することができる。以下において、2枚の胸部X線画像(過去画像及び現在画像)を対象として、診断上最も重要な肺野に相当する画像部分に重点をおくと同時に、病理と関係のない背景部分や呼吸・心拍等に基づく変化を生じやすい画像部分は重みを小さくするような重み付きテンプレートマッチング法を用いた、この発明に基づく画像の位置合わせ処理を説明する。

【0037】例えば、同一患者の時系列胸部画像間にみられる変化は、診断の対象となる病理的変化以外にも、種々の変化が含まれている。一般に胸部X線画像の胸郭外の領域には、肩当て具やID情報ラベル等人体以外の物体の写り込みがあり、また被検者の腕の姿勢も一定しないため、画像情報の再現性はきわめて低い。胸郭内に注目すると、被検者の吸気状態による横隔膜高さの変化及び心拍位相による心臓の幅の変化は頻繁に起こりうる。また、被検者の腕の上げ方による鎖骨角度の変化も観察される場合がある。

【0038】以上の知見から、下記(i)～(iv)の観点に基づいて、図5に示すように胸部画像を部分領域A₁～A₅に分割する。

【0039】(i)病理的変化以外にはほとんど変化がな

い領域：中肺部(部分領域A₁)

- (ii)部分的に変化がありうる領域：上肺部(部分領域A₂)、下肺辺縁部(部分領域A₃)
- (iii)多くの場合で変化がある領域：下肺縦隔付近(部分領域A₄)
- (iv)ほとんど再現性のない領域：胸郭外(部分領域A₅)

部分領域の定め方は、肺野輪郭線Rを左・右・上方向に所定幅拡げた曲線R'、及び肺野輪郭線の下端を結ぶ直線Bを描き、R' とBに囲まれる閉曲線の外側を部分領域A₅とする。ここで肺野輪郭線Rは、後述する解剖学的構造の抽出手段を用いて自動的に決定するか、またはユーザが手動で指定してもよい。

【0040】R'の上端ラインTとBとの間を上から1/5及び2/3のところで水平方向に分割し、R'に囲まれる最も上の部分領域をA₂、その下の部分領域をA₁とする。さらにA₁の下の部分を、R'に左右から挟まれる区間の左から1/4及び3/4のカラムで3分割し、中央の部分領域をA₄、その両側の部分領域をA₃とする。

【0041】次に、位置合わせへの寄与率が大きい方から上記分類(i)、(ii)、(iii)、(iv)の順に小さくなるような重み付けを施した重み付きテンプレートマッチング法により、画像の位置合わせを行う。

【0042】過去画像をテンプレートとし、現在画像を参照画像として、テンプレートの平行移動及び回転によるテンプレートマッチングを行う。ここで、マッチングの良否の指標となる類似度Sを、式1により定義する。

【0043】

【式1】

$$S = \sum_{i=1}^N w_i C_i$$

【0044】ここで、C_iはテンプレート内の部分領域A_i(i=1, 2, ..., N)とそれに対応する参照画像内の領域B_iとの間の規格化相互相関値を表す。w_iは領域A_iに割り当てられた重み係数であり、w_i(i=1, 2, ..., N)の総和は1.0である。この実施の形態では領域の分割数Nを5とし、重み係数w_iはそれぞれw₁=0.445, w₂=0.222, w₃=0.222, w₄=0.111, w₅=0とした。規格化相互相関値は、A_i中のj番目の画素の画素値をA_{i(j)}、それに対応するB_i中のj番目の画素の画素値をB_{i(j)}と表した場合に、式2で示される。

【0045】

【式2】

9

10

$$C_i = \frac{1}{J} \sum_{j=1}^J \frac{\{A_i(j) - m_{A_i}\} \{B_i(j) - m_{B_i}\}}{\sigma_{A_i} \sigma_{B_i}}$$

$$m_{A_i} = \frac{1}{J} \sum_{j=1}^J A_i(j), \quad m_{B_i} = \frac{1}{J} \sum_{j=1}^J B_i(j)$$

$$\sigma_{A_i} = \sqrt{\frac{1}{J} \sum_{j=1}^J \{A_i(j) - m_{A_i}\}^2}$$

$$\sigma_{B_i} = \sqrt{\frac{1}{J} \sum_{j=1}^J \{B_i(j) - m_{B_i}\}^2}$$

【0046】このように、各領域内の画素値の平均値 m_{A_i} 、 m_{B_i} 及び標準偏差 σ_{A_i} 、 σ_{B_i} を用いて規格化した相互関値を用いることにより、2枚のX線画像間での露光条件の差に起因する平均濃度や階調の違いに影響を受けることなくマッチングを行うことができる。

【0047】前記Sが最大値をとる場合のテンプレートの平行移動量及び回転量に基づき、過去画像全体の平行移動及び回転を行ない、画像の位置合わせを行なう。

【0048】また、部分領域類似度は、前記した規格化相互相関値に限らない。例えば、通常の相互相関値、あるいは、フーリエ変換の位相項の相関値 (Medical Imaging Technology, Vol. 1)

$$\begin{pmatrix} X' \\ Y' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a_{10} & a_{01} \\ b_{10} & b_{01} \end{pmatrix}$$

【0051】ここで式3における係数 a_{ij} 、 b_{ij} を決定するには、以下に示す方法を用いる。 a_{ij} 、 b_{ij} の値を所定の範囲で少しづつ変化させながら、その都度、式3に基づいて過去画像に画像変換を施し、その変換画像をテンプレートとし現在画像を参照画像として、前述の類似度Sを計算する。Sが最大値をとる場合の係数 a_{ij} 、 b_{ij} の組み合わせを、位置合わせのための画像変換条件として確定する。

【0052】また、ここで、前記画像変換においては、*

$$x' = x + \sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^{n-i} a_{ij} x^i y^j, \quad y' = y + \sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^{n-i} b_{ij} x^i y^j$$

【0054】ここで、多項式の次数nとしては、2以上6以下が好ましい。式4における係数 a_{ij} 、 b_{ij} は、線型変換の場合と同様に決定される。

このように複数の画像のうち少なくとも一つの画像内に複数の部分領域を設定し、この設定された部分領域毎に、他の画像内の対応する領域との間の類似度を決定し、決定された部分領域類似度を、各部分領域に対して設定された重み係数を用いて重み付け加算することにより、全体領域類似度を決定し、決定された全体領域類似度に基づいて、一方の画像を他の画像に位置合わせするための画像変換条件を決定し、決定された画像変換条件

* 7, pp 175-176, 1989) を部分領域類似度としてもよい。

【0049】また、この実施の形態では、画像変換が平行移動及び回転で行なわれるが、これに限らず、画像変換は、回転、拡大・縮小、平行移動の組み合わせからなる線型変換を用いてもよい。変換前のx, y座標を(x, y)、変換後のx, y座標を(x', y')、係數を a_{ij} 、 b_{ij} とすると、2次元画像の線型変換は、式3として表される。

【0050】

【式3】

$$\begin{pmatrix} X \\ Y \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a_{00} & a_{01} \\ b_{00} & b_{01} \end{pmatrix}$$

※非線型変換を用いてもよい。即ち、非線型変換では、画像を歪ませることが可能であるから、人体の複雑な位置ずれを精度良く位置合わせすることが可能である。2次元画像の非線型変換は、例えば変換前の座標を(x, y)、変換後の座標を(x', y')とすると、以下の式4に示される2次元多項式変換で表される。

【0053】

【式4】

$$x' = x + \sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^{n-i} a_{ij} x^i y^j, \quad y' = y + \sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^{n-i} b_{ij} x^i y^j$$

40 に基づいて画像変換を行うことにより、胸部画像において、画像間で相対的に位置ずれがあつても、診断上重要な肺野の構造を精度良く位置合わせする処理を、効率的かつ安定的に自動処理できる。

【0055】また、この実施の形態では、前記した決定された画像変換条件に基づいて画像変換を行うことにより、画像の位置合わせを行う粗位置合わせの後に、精位置合わせの2段階の画像の位置合わせを行なう。

【0056】次に、粗位置合わせの後で行われる精位置合わせ処理について説明する。精位置合わせ処理においては、画像全体の大まかな位置合わせを行う粗位置合

せ処理を施した画像データに基づき、画像間における共通の被写体部分の構造を相対的により精細に合わせるように、画像変換を行うか、或いは、画像変換を表す式、係数等を決定する。

【0057】ここで、粗位置合わせと精位置合わせからなる2段階の画像の位置合わせを行う場合には、粗位置合わせの段階では平均化間引き処理等により画素数を低減した縮小画像を用いることが、計算量が少なく処理速度が速いので好ましい。また、粗位置合わせの段階で用いる画像は、平均化フィルタやメジアンフィルタ、ガウシアンフィルタ等を用いて平滑化処理した画像であってもよい。これは、粗位置合わせにおいては画像の大局部的な特徴すなわち低空間周波数成分のみを用いて合わせられればよく、縮小画像や平滑化画像で十分な精度が得られるからである。

【0058】また、粗位置合わせにおける画像変換としては線形変換、または平行移動と回転の組み合わせによる変換を用いることが好ましい。これは、粗位置合わせにおいては画像内の大きな構造物を大まかに合わせられればよく、これらの画像変換を用いることにより、計算量を低減し処理速度を向上できるからである。一方、精位置合わせにおける画像変換としては、非線形変換を用いることが好ましい。すなわち、非線形変換では、画像を歪ませることが可能であるから、粗位置合わせで完全に合わせられなかった局所的なずれを補正し、人体の複雑な位置ずれを精度良く位置合わせすることが可能である。

【0059】2次元画像の非線型変換は、例えば変換前の座標を (x, y) 、変換後の座標を (x', y') とすると、前記式4に示される2次元多項式変換で表される。ここで、多項式の次数nとしては、4以上10以下が好ましい。また、胸部のように略左右対称な人体部分では、人体構造の位置ずれも略対称であることから、多項式の次数nが偶数である偶関数を用いることが好ましい。

【0060】また、非線型変換における係数(式4における a_{ij}, b_{ij})の決定においては、複数の点においてそれそれローカルマッチングの手法を用いて求めた複数の移動量を総合することにより定めると良い。ローカルマッチングとは、一方の画像内に微小な関心領域を選択し、この関心領域内の構造に基づいて、他方の画像内の対応する位置の近傍で最も良く構造が一致する領域を探索し、探索結果に基づいて、関心領域の中心点に対応する移動量を求めるものである。

【0061】画像変換条件が前記式4の2次元多項式で表される場合、非線形変換における係数の決定の具体的な方法として、多数の関心領域のローカルマッチングにより求めた (x', y') を標本値として、最小二乗法等を用いた近似を行うことにより係数 a_{ij}, b_{ij} を定める。近似はx方向とy方向とで独立に行ってもよいし、

2次元平面内の距離を用いて行ってもよい。

【0062】別の方法として、ローカルマッチングにより求めた (x', y') を標本値として、公知の直線補間やスプライン補間等の補間処理により標本間を埋めることにより、全ての座標位置に対する (x', y') の値を決定する。このような2種類の方法を併用し、2つの結果を総合して最終的な画像変換条件を定めてよい。

【0063】また、ローカルマッチングに基づく精位置合わせ処理を2回以上繰り返して実行することにより、より精細な位置合わせを行う構成としても良い。この場合、ローカルマッチング用の関心領域の大きさや設定位置、画像変換式の次数や係数決定方法などは、2回以上の精位置合わせ処理において常に同一としてもよいし、1回毎に異なるものを用いてもよい。

【0064】ローカルマッチングに基づく精位置合わせ処理の具体例として、胸部放射線画像においては、肺野領域の輪郭を抽出し、現在画像と過去画像それぞれについて画像の肺野領域全体にわたって多数の点をマトリックス的に配置する。次いで、それぞれの点を中心として、一定の大きさの関心領域を設定する。このとき、一方の画像における関心領域の大きさを、他方の画像の関心領域の大きさに比べて大きく設定し、小さい方の関心領域をテンプレート、大きい方の関心領域をサーチ領域と呼ぶ。関心領域の形状としては、正方形やそれ以外の矩形、円形、十字形などを用いることができる。

【0065】そして、図6に示すように、対応する位置にあるテンプレートとサーチ領域とのペアを用いて、サーチ領域に含まれる、テンプレートTと同形の副領域を少しずつ移動しながら、その中でテンプレートTと最も良く類似した副領域T'を探索する。副領域T'が探索されると、中心座標 (x', y') に基づいてテンプレートTの中心座標 (x, y) に対する移動量 Δx 及び Δy を、 $x' = x + \Delta x$ 、 $y' = y + \Delta y$ なる関係に基づいて計算する。ここで、ある副領域がテンプレートとの程度類似しているか(類似度)を評価する手段としては公知の、SSDA法、相互相関法、フーリエ変換位相相関法等を使用することができる。

【0066】複数のテンプレートについて決定された移動量 Δx 及び Δy の分布に基づいて、式4に示すようなn次の多項式で表される画像変換式が決定され、かかる変換式に基づいて一方の画像の変換を行うことにより、画像の位置合わせを実行する。

【0067】移動量 Δx 及び Δy の分布から式4のn次多項式の係数を決定する際には、ローカルマッチングを行った全てのテンプレートの中心点に対する移動量の値を使用しても良いが、下記に示すようにマッチングの比較的劣るテンプレートから得られた値を除外することが好ましい。

【0068】例えば2枚の時系列画像において、一方の

画像のみの一部にペースメーカー等の医療器具による特異な陰影が存在する場合、この特異な陰影を含むテンプレートにおいては、他方の画像にそれに相当する陰影がどこにも存在しないため、得られた移動量は信頼性の低い値となり、かつ、そのときの類似度は低くなる。このような値が多項式近似または補間処理のためのデータに混在していると、近傍のデータに悪影響を与え、結果として位置合わせ精度が低下する。そこで、このようなマッチングの悪い移動量を認識して、多項式近似または補間処理の計算から除外するようにするのが好ましい。

【0069】マッチングの劣る移動量を認識するには、例えば移動量の得られたときの類似度が所定の閾値よりも小さいものを選べば良い。或いは、隣接するテンプレートから得られた移動量と比較して、その値が特異に大きいか又は小さいものを選んでも良い。また、移動量の多項式近似の計算への寄与度を0以上1以下の値で表される重み係数として定義し、類似度に応じて重み付けを行っても良い。例えば類似度として相互相関値を使用した場合、相互相関値が大きくなるに従って重み係数が大きくなるように予め定めておくことが好ましい。相互相関値と重み係数との関係の例を図7に示す。

【0070】また、マッチングの劣る移動量を認識するための別の方法として、移動量 Δx 及び Δy をベクトル要素として有する2次元平面内の移動ベクトル(Δx , Δy)を全てのテンプレート中心点に対して定義し、ベクトルの長さまたは方向に基づいて認識してもよい。例えば、隣接するテンプレートから得られた移動ベクトルと比較して、その長さまたは方向が大きく異なるものを選んでもよい。また、画像の全体または一部分に含まれる複数のテンプレート中心点に対する移動ベクトルの方向(角度)を統計的に解析することにより、平均の角度からある程度以上かけ離れた角度をもつものを選んでもよい。

【0071】ところで、ローカルマッチングにおけるテンプレートの大きさをあまり小さくすると、位置合わせの精度が悪化することになる一方、テンプレートの大きさをあまり大きくすると、演算時間が長引くことになってしまうので、位置合わせ精度と演算時間との兼ね合いでテンプレートの大きさを決定することが望まれ、例えば実効画素サイズが0.7mmの場合には、テンプレートの領域の一辺の大きさは、5~50mmが好ましく15~40mmとすることがより好ましい。同様に、サーチ領域の大きさをあまり小さくすると、位置合わせ精度が低下する一方、サーチ領域の大きさをあまり大きくすると、演算時間が増大する上に経時的な変化部分までも位置合わせしてしまう可能性があるので、テンプレートの大きさに対して、10~40mm程度だけ大きなサイズとすることが好ましい。また、隣合うテンプレートの中心点間の距離をあまり小さくすると、テンプレートの総数が大きくなるので演算時間が増大する一方、中心点

間の距離をあまり大きくすると位置合わせ精度が低下するので、距離は、5~50mmとするのが好ましい。なお、隣合うテンプレート同士は、重なり合っても良い。また、粗位置合わせ処理において、位置合わせが平行移動と回転との組み合わせで行われる場合には、精位置合わせ処理におけるローカルマッチングでは、サーチ領域内での副領域の平行移動のみによる探索を行わせることが好ましい。かかる構成とすれば、画像全体の回転ずれを1段階の処理で補正できることになり、処理速度を早めることができる。

【0072】このように、この発明のローカルマッチング処理では、粗位置合わせにおいて画像全体の大まかな位置合わせが済んでいるため、精位置合わせ処理においては局所的なわずかな歪みを補正するのみでよく、サーチ領域の大きさをある程度の範囲に限定し、かつ平行移動のみによる探索を行うことで、2段階の位置合わせ処理を行っても関わらず比較的短い処理時間で極めて精度の高い位置合わせが可能である。

【0073】図2は画像の位置合わせ処理装置の概略構成図である。この実施の形態の画像の位置合わせ処理装置1は、図1の画像の位置合わせ処理装置と同じ構成は、同じ符号を付して説明を省略するが、この実施の形態では、共通の被写体が人体の一部であり、複数の画像のうち少なくとも一つの画像から人体の解剖学的構造を抽出する解剖学的構造抽出手段20を有し、部分領域設定手段12は、解剖学的構造抽出手段20における抽出結果に基づいて複数の部分領域を設定する。

【0074】このように共通の被写体が人体の一部であり、複数の画像のうち少なくとも一つの画像から人体の解剖学的構造を抽出し、抽出結果に基づいて複数の部分領域を設定することにより、人体の放射線画像の間で相対的に位置ずれがあつても、精度良く位置合わせする処理を、効率的かつ安定的に自動処理できる。

【0075】ここで、解剖学的構造の抽出(解剖学的構造抽出手段)について説明する。人体を透過した放射線の透過量に対応して形成される放射線画像の場合、人体の解剖学的構造に対応して信号レベルが局所的に変化するため、画像信号の解析によって解剖学的構造を抽出することができる。

【0076】例えば、図8に示す乳房放射線画像においては、スキンラインL1の検出が行なわれ、スキンラインL1の点のうち最も画像右端に近い点として認識される乳頭位置P1の検出を行ない、乳頭を中心とした同心円に基づき部分領域A1, A2, A3を設定する。この乳房画像からのスキンライン検出手法は、引用文献医用画像情報学会雑誌, Vol. 14, p.p. 104-113, 1997の記載が参照される。

【0077】また、胸部放射線画像における肺野部の輪郭抽出は、例えば特開昭63-240832号公報に開示される方法を用いて行える。具体的には、画像データ

の1つの行又は列についてのみ注目し、その1次元の画像データ列の中で前後のデータとの関係が予め定めた特定のパターンとなる点を、その行或いは列における輪郭点とし、必要な範囲の行或いは列について前記輪郭点を求めてそれらの点を結んだ線を肺野の輪郭とするものであり、特定のパターンとしては極小となる点、傾きが最大となる点、傾きが最小となる点等を用いる。

【0078】また、胸部放射線画像において肺野を含む矩形領域を抽出する方法としては、例えば特開平3-218578号公報に開示されるような方法がある。具体的には、画像の縦方向についてプロジェクション値(画像データの一方向の累積値)を求める。そして、プロジェクション値が最小値となる点を正中線とし、この正中線から外側に向けて移動しながらプロジェクション値と所定の閾値とを比較して、プロジェクション値が最初に閾値以下になった左右それぞれの点を、肺野の左端及び右端として決定する。同様に画像の横方向についてもプロジェクション値を求めて、肺野の上端及び下端を決定する。

【0079】また、胸部放射線画像において肺野輪郭や肋骨位置を抽出する方法としては、特開平2-250180号公報に開示されるようなものがある。このものは、縦横のプロファイル情報に基づいて肺野輪郭や肋骨位置を抽出するものであり、特に肋骨の抽出においては、背景部分の影響を多項式近似により排除する構成となっている。

【0080】一方、腹部の放射線画像において、解剖学的構造として腰椎、腸骨、骨盤などの骨部を抽出する方法としては、特開平4-341246号公報に開示される方法がある。例えば、腹部放射線画像において腸骨部を抽出するには、画像の横方向における信号変化を示すプロファイルを作成し、かかるプロファイルにおいて極小値をとる部位の個数・位置に基づいて、腸骨部を囲む上下2つの線分を求めて、腸骨部領域を抽出する。また、骨部と骨以外の部分との境界信号値をヒストグラム等から求めて、かかる境界信号を閾値として画像信号の2値化を行うことで、腰椎、腸骨、骨盤などの骨部領域とそれ以外の領域とに区分して骨部領域を抽出することが可能である。

【0081】図3は画像の位置合わせ処理装置の概略構成図である。この実施の形態の画像の位置合わせ処理装置1は、図1の画像の位置合わせ処理装置と同じ構成は、同じ符号を付して説明を省略するが、この実施の形態では、複数の画像のうち少なくとも一つの画像内に注目位置を指定する注目位置指定手段30を有し、指定された注目位置に基づいて複数の部分領域を設定する。また、複数の部分領域のうち、指定された注目位置を含む部分領域に対応する重み係数が、他の部分領域に対応する重み係数よりも大きくなるように重み係数を設定する。

【0082】この実施の形態の注目位置の指定は、図9に示すように、画像表示手段10に表示された画像を観察しながら、ユーザがマウス等のポインティングデバイスを用いて注目位置P2を指定し、この注目位置P2を中心に、部分領域A1、A2、A3を決定し、重み係数をW₁>W₂>W₃となるように定める。重み係数は、例えばW₁=0.7、W₂=0.3、W₃=0に設定される。

【0083】このように複数の画像のうち少なくとも一つの画像内に注目位置を指定し、指定された注目位置に基づいて複数の部分領域を設定するから、注目位置の位置ずれを精度良く位置合わせする処理を、効率的かつ安定的に自動処理できる。

【0084】また、指定された注目位置を含む部分領域に対応する重み係数が、他の部分領域に対応する重み係数よりも大きくなるように重み係数を設定することで、注目位置の位置ずれを精度良く位置合わせする処理を、効率的かつ安定的に自動処理できる。

【0085】図1乃至図4の実施の形態の画像の位置合わせ処理装置で位置合わせが行われた複数の画像を同時に表示する画像表示手段10を有し、図10に示すように表示される。

【0086】画像表示制御手段9においては、予め指定された表示フォーマットに従って画像を表示すべく、画像表示手段10に出力する画像データの加工を行う。前記画像データの加工には、画像を指定された表示サイズに適合させるための拡大／縮小処理や、画像の階調を表示装置の輝度特性に適合させるためのウインドウ処理などの階調変換も含まれる。

【0087】画像表示手段としては、CRT、液晶ディスプレイ、プラズマディスプレイなどの公知の画像表示手段を用いることができ、中でも医療画像専用の高精細高輝度のCRTまたは液晶ディスプレイが最も好ましく、さらに表示画素数が約1000×1000以上である高精細ディスプレイが好ましい。

【0088】図10(a)は異なる時期に撮影された同一患者の胸部X線画像を並べて表示し、図10(b)は異なる時期に撮影された同一患者の同一方向の乳房X線画像を並べて表示し、図10(c)は同一検査で撮影された同一患者の左と右の乳房X線画像を並べて表示した例を示す。この図10(c)の場合は、右と左の画像で乳頭方向が逆を向いているので、いずれかの画像を左右反転し、この発明の位置合わせを行ない、左右反転を元に戻すという手順で行う。

【0089】このように画像の位置合わせ処理装置で位置合わせが行われた複数の画像を同時に表示するから、読影医師が同一患者の過去の画像と現在の画像を対比しながら読影する場合(比較読影)や、同一患者の左右乳房を対比しながら読影を行う場合に、対応する画像部分同士の比較検討を容易にかつ正確で、しかも迅速に行うことができる。これにより、例えば表示された2画像の

うちの一方の画像のみに存在する病変陰影Xを、より精度良く検出することが可能になる。また、例えば過去画像と現在画像の間で病状が進行したり改善された病変陰影の診断を、より正確に行うことが可能になる。

【0090】また、図4の実施の形態の画像の位置合わせ処理装置は、位置合わせが行われた複数の画像間で演算を行う画像間演算手段40を有し、画像の位置合わせ処理装置で位置合わせが行われた複数の画像間で演算を行なう。

【0091】画像間演算手段40に示される画像間演算(差分処理)に演算情報として与えられ、時系列画像間ににおいて同一の解剖学的構造に対応する画像部分を位置合わせして差分処理が行われ、経時変化のない正常構造部分を打ち消して経時変化部分を選択的に強調した差分画像(時系列処理画像)が生成される。

【0092】なお、粗位置合わせと精位置合わせからなる2段階の画像の位置合わせを行う場合には、粗位置合わせ処理によって得た位置合わせ情報に基づいて少なくとも一方の時系列画像を画像変換し、かかる画像変換が施された時系列画像間で精位置合わせ処理を実行させても良いし、粗位置合わせ処理によって位置合わせ情報を得た後、画像データの画像変換を行なった変換画像を生成せずに、粗位置合わせ情報と原画像データとに基づいて精位置合わせ処理が実行されるようにしても良い。同様に、精位置合わせ処理によって得た位置合わせ情報に基づいて少なくとも一方の時系列画像を画像変換し、かかる画像変換が施された時系列画像に基づいて画像間演算(差分処理)を行なっても良いし、画像データの画像変換を行なった変換画像を生成せずに、精位置合わせ情報と原画像データとに基づいて画像間演算を行なせるようにしても良い。

【0093】例えば、変形前の過去画像及び変形後の過去画像の座標(x, y)における画素値を、それぞれS_p(x, y)及びS_{pw}(x, y)と表すと、S_{pw}(x, y)は式5により定められる。

【0094】

【式5】

$$S_{pw}(x,y) = S_p(x + \Delta x, y + \Delta y)$$

【0095】ここで Δx 及び Δy は、座標(x, y)に対する移動量を表す。ここで、(x + Δx)または(y + Δy)が非整数の場合には、最近傍4画素の画素値を用いた直線補間により仮想的な画素値を決定する。最後に、変形後の過去画像と現在画像との間で、対応する画素の画素値間の差分をとることにより、差分画像を得る。

【0096】この発明において、位置合わせ処理を行う前に、画像全体の濃度・階調を標準的な濃度・階調特性に合わせる濃度・階調補正処理を行なわせるようにしてもよい。具体的には、米国特許5224177号に開示されるような濃度・階調補正処理を用いることができる。

また、画像を複数の小領域に分割し、対応する小領域内の画素値の統計値が等しくなるように一方の画像の画素値を補正する方法を用してもよい。前記統計量としては、平均値、分散値等が用いられる。また、位置合わせ処理を行う前に、特定の空間周波数成分を強調または減弱する周波数強調処理を行なわせるようにしてもよい。これにより、前記強調された周波数成分または減弱されなかった周波数成分を含む構造に着目した位置合わせ処理を行うことができる。また、位置合わせ処理を行う前に、エッジ強調を用いて肋骨あるいは肺紋理など特定の構造物を強調する画像処理を行なわせるようにしてもよい(日本放射線技術学会雑誌55巻1号、p.p. 60-68・1999)。

【0097】また、この発明における画像間演算により生成された演算処理画像に対して、濃度・階調を変更する階調処理や、特定の空間周波数成分を強調または減弱する周波数強調処理を施してもよい。また、画像間演算により生成された演算処理画像内で、例えば胸部画像における胸郭外の画像部分のように、読影診断に必要とされない画像部分をマスキングまたはトリミングする処理を施してもよい。

【0098】なお、前記実施例では、異なる時期に撮影された同一患者の放射線画像間ににおける差分処理を行う画像間演算の例を示したが、これに限定するものではなく、例えば造影剤注入により特定構造物が強調された放射線画像から、造影剤が注入されていない放射線画像を減算することによって前記特定構造物を抽出する画像間演算処理や、同一の被写体に対して異なるエネルギー分布を有する放射線を照射し、あるいは被写体透過後の放射線をエネルギー分布を変えて二つの放射線検出手段に照射して、その後この二つの放射線画像の画像信号間で適当な重み付けをしたうえで減算処理を行なって特定構造物を抽出するエネルギーサブトラクション処理に応用してもよい。

【0099】画像表示手段10では、位置合わせが行われた複数の画像または画像間演算により生成された演算処理画像を表示する。この表示は、図11に示すように異なる時期に撮影された同一患者の胸部X線画像C1, C2と、それらの差分画像C3を並べて表示する。

【0100】この差分画像C3では、位置合わせが行われたC1とC2の間で差分を計算しているため、C1とC2間で変化のない骨や血管等の胸部の正常構造部分が打ち消されるとともに新たに発生した病変陰影Xが強調されるので、読影医師が病変陰影をより精度良く検出することが可能になる。また、例えばC1とC2の間で病状が進行したり改善された病変陰影の診断を、より正確に行なうことが可能になり、変化量の定量的診断の助けとなる。

【0101】なお、図10及び図11においては、同一表示画面上に複数の画像を同時に表示する例を示した

が、複数の表示画面から成る画像表示手段を有する構成としてもよい。例えば表示画面1と表示画面2の二つの表示画面を有する画像表示手段であって、図11におけるC1とC2が表示画面1に並べて表示され、C3が表示画面2に表示されるような構成であってもよい。

【0102】一般に、画像の画素数と表示画面における表示可能な領域の画素数とが一致しない場合には画像の拡大／縮小処理が行われるが、表示される画像のうち、位置合わせ処理の適用される複数の画像の全てについて、画像に含まれる被写体の大きさが実質的に等しくなるように（実物大の人体に対する拡大／縮小率が画像間で同一になるように）拡大／縮小率を決定することが好ましい。一方、図11における差分画像のように画像間演算により生成された演算処理画像は、位置合わせ処理の適用される複数の画像と同一の大きさで表示される必要はなく、例えば差分画像のみが2枚の原画像より小さくなるように拡大／縮小率を決定する構成としてもよい。これは、差分画像のような演算処理画像は読影診断の参考にする目的で表示されるものであって、最終的な診断は原画像の観察に基づいて行われるためである。

【0103】画像表示手段10の表示画面には、画像と共に患者情報、検査情報、所見情報等を表示する構成としてもよい。画像表示手段10の他に、画像のハードコピー出力をを行う外部機器を接続することにより、本発明における位置合わせが行われた複数の画像または画像間演算により生成された演算処理画像のハードコピーを得られる構成としてもよい。例えば、出力インターフェースを介して、画像データがレーザーイメージヤとよばれる走査型レーザ露光装置に出力される。この走査型レーザ露光装置では、画像データに基づいてレーザビーム強度を変調し、従来のハロゲン化銀写真感光材料や熱現像ハロゲン化銀写真感光材に露光した後、適切な現像処理を行うことによって画像のハードコピーが得られるものである。また、インクジェットプリンタやサーマルプリンタ等により画像のハードコピーを得る構成としてもよい。画像のハードコピーには、画像と共に患者情報、検査情報、所見情報等を出力する構成とすることが好ましい。

【0104】

【発明の効果】前記したように、請求項1に記載の発明では、決定された全体領域類似度に基づいて、一方の画像を他の画像に位置合わせするための画像変換条件を決定し、決定された画像変換条件に基づいて画像変換を行うことにより、人体の放射線画像の間で相対的に位置ずれがあつても、精度良く位置合わせする処理を、効率的かつ安定的に自動処理できる。

【0105】請求項2に記載の発明では、共通の被写体が人体の一部であり、複数の画像のうち少なくとも一つの画像から人体の解剖学的構造を抽出し、抽出結果に基づいて複数の部分領域を設定することにより、人体の放

射線画像の間で相対的に位置ずれがあつても、精度良く位置合わせする処理を、効率的かつ安定的に自動処理できる。

【0106】請求項3に記載の発明では、複数の画像のうち少なくとも一つの画像内に注目位置を指定し、指定された注目位置に基づいて複数の部分領域を設定するから、注目位置に着目することでよりずれを精度良く位置合わせすることができる。

10

【0107】請求項4に記載の発明では、複数の画像のうち少なくとも一つの画像内に注目位置を指定し、複数の部分領域のうち、指定された注目位置を含む部分領域に対応する重み係数が、他の部分領域に対応する重み係数よりも大きくなるように重み係数を設定することで、注目位置に着目して位置ずれをより精度良く位置合わせすることができる。

【0108】請求項5に記載の発明では、粗位置合わせの後に、精位置合わせの2段階の画像の位置合わせを行なうことで、比較的短い処理時間で位置合わせ精度を向上することができる。

20

【0109】請求項6に記載の発明では、画像の位置合わせ処理装置で位置合わせが行われた複数の画像を同時に表示するから、位置ずれのない画像により比較読影に基づく診断を容易にかつ正確で、しかも迅速に行なうことができる。

【0110】請求項7に記載の発明では、画像の位置合わせ処理装置で位置合わせが行われた複数の画像間で演算を行うから、演算負担を軽減しつつ、細かな位置合わせの精度が確保される。

30

【0111】請求項8に記載の発明では、位置合わせが行われた複数の画像または画像間演算により生成された演算処理画像を表示するから、位置ずれのない画像により比較読影や画像間演算結果に基づく診断を容易にかつ正確で、しかも迅速に行なうことができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】画像の位置合わせ処理装置の概略構成図である。

【図2】画像の位置合わせ処理装置の他の実施の形態の概略構成図である。

40

【図3】画像の位置合わせ処理装置の他の実施の形態の概略構成図である。

【図4】画像の位置合わせ処理装置の他の実施の形態の概略構成図である。

40

【図5】重み付きテンプレートマッチング法を説明する図である。

50

【図6】ローカルマッチングで用いるテンプレート及びサーチ領域の様子を示す図である。

【図7】相互関係値と重み係数との関係を示す線図である。

50

【図8】乳房放射線画像のスキンラインの検出と部分領域の設定を説明する図である。

21

【図9】部分領域の設定を説明する図である。

【図10】異なる時期に撮影された同一患者の胸部X線画像を並べて表示する図である。

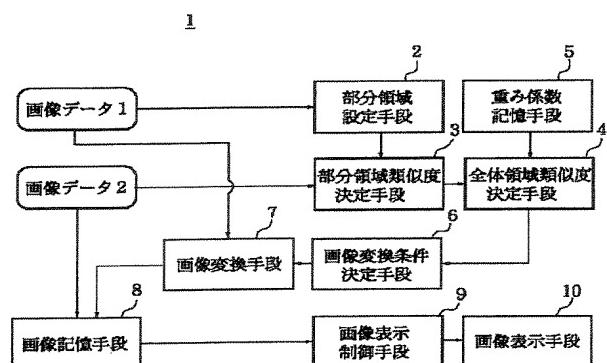
【図11】異なる時期に撮影された同一患者の胸部X線画像と、それらの差分画像を並べて表示する図である。

【符号の説明】

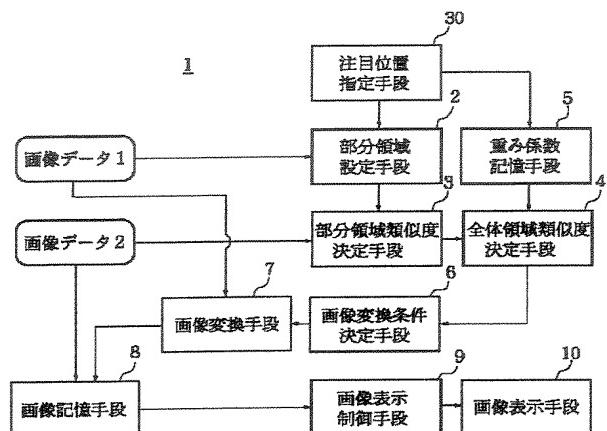
- 1 画像の位置合わせ処理装置
- 2 部分領域設定手段
- 3 部分領域類似度決定手段
- 4 全体領域類似度決定手段

- 22
- * 5 重み係数記憶手段
 - 6 画像変換条件決定手段
 - 7 画像変換手段
 - 8 画像記憶手段
 - 9 画像表示制御手段
 - 10 画像表示手段
 - 20 解剖学的構造抽出手段
 - 30 注目位置指定手段
 - 40 画像間演算手段
- * 10

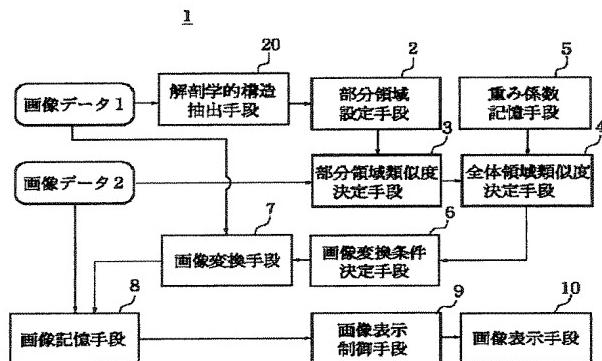
【図1】



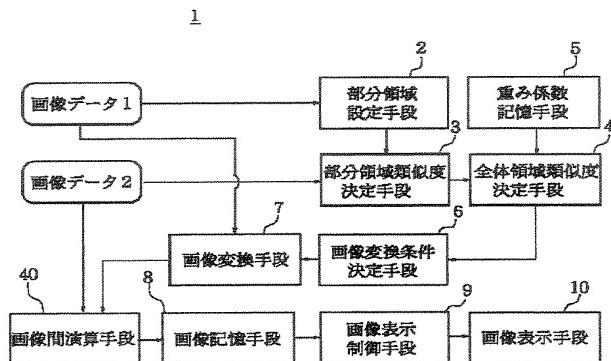
【図3】



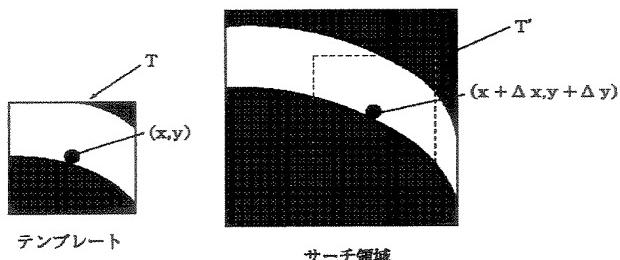
【図2】



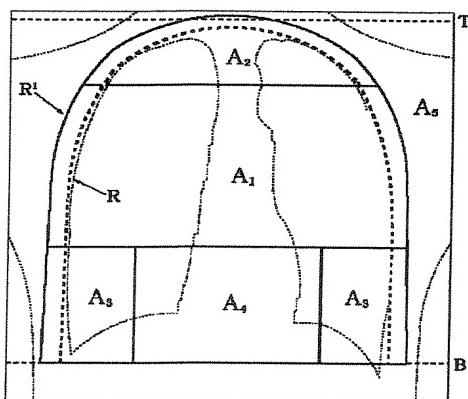
【図4】



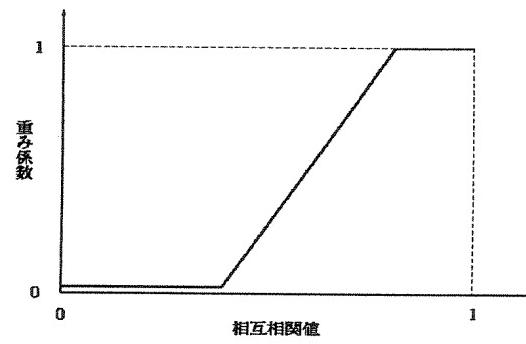
【図6】



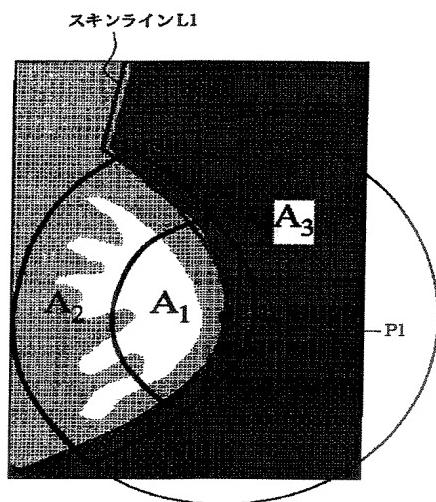
【図5】



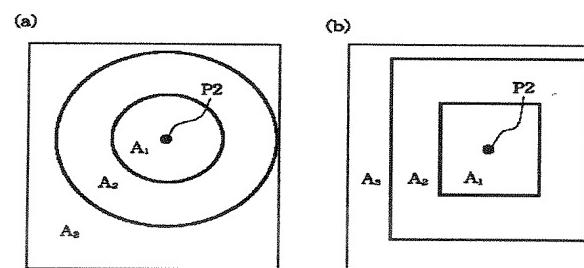
【図7】



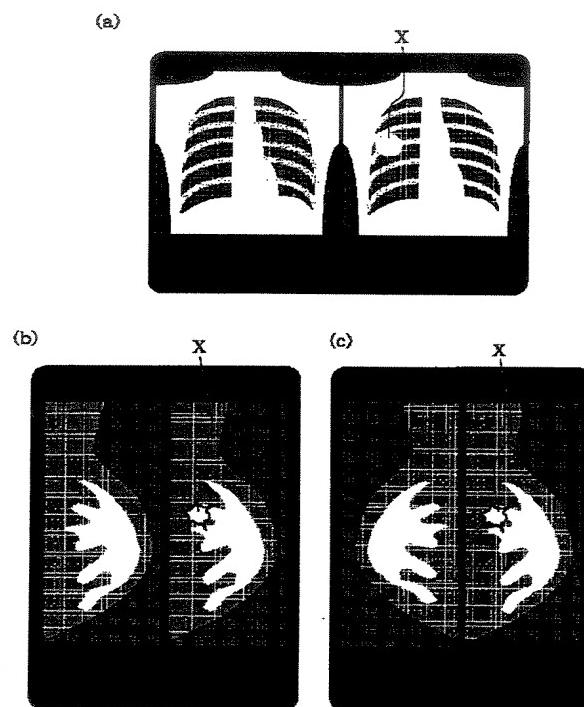
【図8】



【図9】



【図10】



【図11】

